

- (morphology, biomechanics, diagnosis). Moscow: Folium; 1994: 4, 12 (in Russian)].
8. Литвина Е.А., Скороглядов А.В., Гордиенко Д.И. Одноэтапные операции при множественной и сочетанной травме. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2003; 3: 10–6 [Litvina E.A., Skoroglyadov A.V., Gordienko D.I. One-stage operation in multiple and concomitant trauma. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2003; 3: 10–6 (in Russian)].
 9. Мовшович И.А. Оперативная ортопедия: Руководство для врачей. М.: Медицина; 1994 [Movshovich I.A. Surgical orthopaedics: Manual for physicians. Moscow: Meditsina; 1994 (in Russian)].
 10. Коган М.И. Стриктуры уретры у мужчин. Реконструктивно-восстановительная хирургия. М.: Практическая медицина; 2010 [Kogan M.I. Urethral strictures in men. Reconstructive-restorative surgery. Moscow: Prakticheskaya meditsina; 2010 (in Russian)].
 11. Лазарев А.Ф., Аполихин О.И., Сивков А.В., Верзин А.В., Гудушаури Я.Г., Пеньков П.Л. и др. Способ хирургического лечения сочетанных застарелых поврежденных тазового кольца и нижних мочевых путей у мужчин. Патент РФ №2492830; 2013 [Lazarev A.F., Apolikhin O.I., Sivkov A.V., Verzin A.V., Gudushauri Ya.G., Pen'kov P.L., et al. Technique for surgical treatment of old pelvic ring and lower urinary tract injuries in men. Patent RF, N 2492830; 2013 (in Russian)].
 12. Сивков А.В., Верзин А.В., Пеньков П.Л., Лазарев А.Ф., Солод Э.И., Гудушаури Я.Г. Механизм повреждения мочеиспускательного канала при травме костей таза у мужчин. Экспериментальная и клиническая урология. 2012; 1: 72–5 [Sivkov A.V., Verzin A.V., Pen'kov P.L., Lazarev A.F., Solod E.I., Gudushauri Ya. G. Urethra damage mechanism among male patients with pelvic injury. Eksperimental'naya i klinicheskaya urologiya. 2012; 1: 72–5 (in Russian)].

Сведения об авторах: Лазарев А.Ф. — доктор мед. наук, профессор, зав. отделением травматологии взрослых ЦИТО; Гудушаури Я.Г. — канд. мед. наук, врач того же отделения; Верзин А.В. — канд. мед. наук, рук. отдела микрохирургии НИИ урологии; Солод Э.И. — доктор мед. наук, вед. науч. сотр. отделения травматологии взрослых; Роскидайло А.С., Какабадзе М.Г. — кандидаты мед. наук, врачи того же отделения; Стоюхин С.С. — аспирант того же отделения. Для контактов: Гудушаури Яго Гогиевич. 127299, Москва, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО. Тел.: 8 (495) 450–09–17. E-mail: gogich71@mail.ru.

© Коллектив авторов, 2014

СПОСОБЫ ОКОНЧАТЕЛЬНОЙ ФИКСАЦИИ ТАЗОВОГО КОЛЬЦА, ОСНОВАННЫЕ НА РАСЧЕТАХ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЙ МОДЕЛИ

С.В. Донченко, В.Э. Дубров, А.В. Голубятников, А.В. Черняев,
И.А. Кузькин, Д.В. Алексеев, А.Ф. Лебедев

ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина» Департамента здравоохранения г. Москвы, Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, компания ООО «Хекса», Москва, РФ

Используя метод конечных элементов, проведено математическое моделирование переломов костей таза и различных вариантов фиксации передних и задних отделов тазового кольца с применением реконструктивных пластин, канюлированных крестцово-подвздошных винтов, тазовых винтов. Были смоделированы четыре наиболее часто встречающихся в клинической практике типа переломов. Определены напряженно-деформированные состояния металлоконструкций при каждом из типов переломов и варианте их фиксации. Проведенные нами исследования позволили определить оптимальные варианты фиксации при различных типах перелома, получить подтверждение важности стабилизации как передних, так и задних отделов таза, а также обосновать возможность ранней реабилитации больных со столь тяжелыми повреждениями с опорой на обе конечности.

Ключевые слова: окончательная стабильная фиксация, тазовое кольцо, моделирование переломов, медицинская реабилитация.

Techniques for Final Pelvic Ring Fixation Based on the Method of Finite Element Modeling

S.V. Donchenko, V.E. Dubrov, A.V. Golubyatnikov, A.V. Chernyaev,
I.A. Kuz'kin, D.V. Alekseev, A.F. Lebedev

City Clinical Hospital named after S.P. Botkin, Moscow; Moscow State University named after M.V. Lomonosov, Moscow; Company ООО «Kheksa», Moscow, Russia

Method of finite element modeling was used for mathematic modeling of pelvic fractures and various variants of anterior and posterior pelvic ring fixation with reconstructive plates, cannulated sacroiliac screws and pelvic screws. Four most common types of fracture were simulated. Stress-deformed conditions of metal constructions for every type of fracture and variant of its fixation were determined. Study results enabled to determine the optimum fixation techniques in various types of fractures, to confirm the significance of both anterior and posterior pelvic stabilization, as well as to substantiate the possibility of early rehabilitation with full weight bearing in such severe patients.

Key words: final stable fixation, pelvic ring, fracture modeling, medical rehabilitation.

Прогрессирующий рост травматизма вследствие высокоэнергетических воздействий законо-

мерно приводит к росту числа повреждений тазового кольца. В свою очередь любое повреждение

тазового кольца следует считать тяжелой травмой, обуславливающей нарушение функционирования биомеханической цепи «позвоночник — таз — нижние конечности» [1].

В вопросе выбора способа фиксации тазового кольца не удалось прийти к единому мнению [1–5]. В отечественной практике выбор оперативного пособия определяется рядом субъективных факторов, в число которых входят уровень профессиональной подготовленности хирурга-травматолога, технико-экономическое обеспечение лечебно-профилактического учреждения и др.

Одним из способов решения данной проблемы является обоснование использования различных методик фиксации с помощью экспериментальных исследований. Воссоздать (воспроизвести) биомеханику тазового кольца в реальном (в том числе и анатомическом) эксперименте представляется весьма проблематичным в связи со сложной трехмерной структурой таза, а также ввиду тесной связи с поясничным отделом позвоночника. Математическое моделирование методом конечных элементов является альтернативой экспериментальному исследованию и позволяет провести теоретический анализ процессов нагружения различных отделов тазового кольца [6–9].

Метод конечных элементов базируется на разделении сплошной среды (в частности, объема деформируемого тела) на множество простых геометрических элементов (плоские элементы: прямолинейные и криволинейные, правильные и произвольные треугольники и четырехугольники; объемные элементы: прямолинейные и криволинейные четырехгранники и шестигранники). Элементам и каждому узлу придают определенные степени свободы. Неоспоримым и весьма ценным достоинством этого метода является возможность проведения комплексного физико-механического анализа на стыке таких дисциплин, как прочность, пластичность, усталость и ползучесть при скоростных, многоцикловых и квазистатических нагрузках. Корректная модель в методе конечных элементов максимально приближена к реальному физическому процессу и позволяет учитывать весьма тонкие физические эффекты, локализованные в сравнительно малых областях. Одна из основных задач, решаемых с помощью данного метода, — определение напряженно-деформированного состояния конструкций (или, более строго, твердого тела) при заданных условиях термомеханического нагружения. Конечной целью определения напряженно-деформированного состояния механической конструкции является отыскание в каждой точке твердого тела напряжений, деформаций и перемещений, возникающих в нем в результате механических воздействий.

Мы использовали модель таза для расчета на прочность, состоящую из виртуальных костей и связок, позволяющую виртуально выполнять хи-

рургические операции с использованием различных имплантатов и внешних фиксаторов, причем кости смоделированы солидными элементами с переменными по толщине и плотности свойствами, а связки — пружинными анизотропными элементами.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В основе метода конечных элементов лежит идея аппроксимации исследуемой структуры (в нашем случае — таза человека в совокупности с имплантатами) в виде набора отдельных, конечных элементов. Поведение каждого из конечных элементов подчиняется заранее известным соотношениям, полученным на базе установленных теоретических и экспериментальных зависимостей, которые описывают исследуемый процесс. Для анализа напряженно-деформированного состояния непосредственно тазового кольца используются соотношения механики деформируемого твердого тела.

По результатам обобщения данных, полученных с помощью компьютерной томографии, была определена объемная геометрия тазовых костей и создана анатомическая модель таза, состоящая из двух тазовых костей и крестца. Каждая кость состоит из кортикального слоя — поверхностные элементы толщиной 1 мм; и губчатого вещества — объемные элементы.

В качестве основы для моделирования кортикальной и губчатой костей была использована трехмерная поверхность. Для создания губчатого вещества кости основой служили тетраэдры со средней длиной ребра 2 мм. Треугольные оболочечные элементы с толщиной 2 мм были использованы, чтобы представить кортикальный слой, окружающий губчатое вещество. Совместные условия на границе слоев были приняты для внутренней поверхности кортикального слоя и поверхностью губчатой кости. Крестцово-подвздошный сустав и межлобковый диск были представлены как непрерывная структура, расположенная в пределах данных областей, для создания которой были использованы элементы гексаэдры [6].

Кроме того, были включены следующие мышечные связки: крестцово-бугорная (sacrotuberous); крестцово-остистая (sacrospinous) и крестцово-подвздошная (sacroiliac), ввиду того, что они играют чрезвычайно важную роль в биомеханике таза. Указанные связки были моделированы как дискретные, работающие на растяжение/сжатие элементы [7, 10, 11]. Точки присоединения данных элементов насколько возможно соответствовали анатомии таза (рис. 1). Связки моделировали с помощью пружин с постоянным стягивающим усилием 1 кг = 10 Н.

Было задано контактное взаимодействие между подвздошной и крестцовой костью, лобковыми костями (коэффициент трения в обоих случаях был принят равным 0,6).

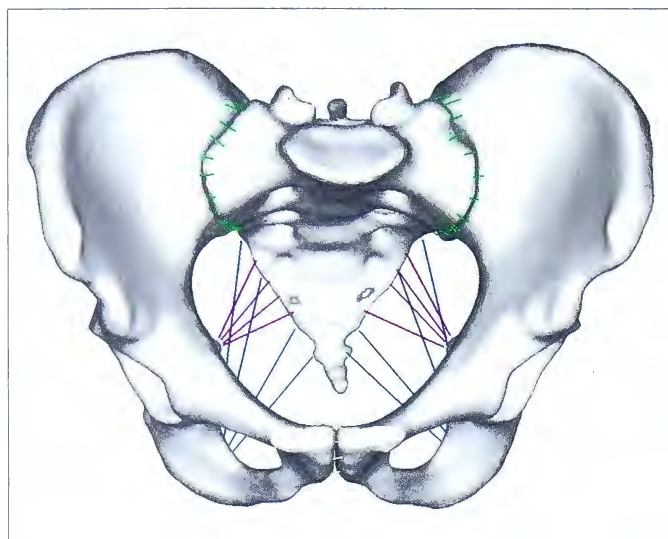


Рис. 1. Конечно-элементная модель таза.

Были смоделированы наиболее часто встречающиеся в клинике повреждения тазового кольца по классификации Young – Burgess (APC – Anteroposterior Compression; LC — Lateral Com-

pression; VS — Vertical Shear; CM — Combined Mechanical), Tile (B и C), Denis (II; III) [12–15], для фиксации которых применяли различные комбинации имплантатов — крестцово-подвздошных винтов, реконструктивных пластин и тазовых винтов [1, 2, 6, 8, 16].

I. Переломы APC II–III (Young – Burgess); Tile B. Для конечно-элементного анализа использовали три варианта стабилизации:

1) два крестцово-подвздошных винта в S1 и S2 сегменты крестца (обеспечение стабильности заднего полукольца таза);

2) тазовая пластина для симфиза на четырех отверстиях (фиксация только симфиза, переднего полукольца таза).

3) фиксация переднего и заднего отделов тазового кольца пластиной на симфиз и двумя крестцово-подвздошными винтами (рис. 2).

II. Нестабильные переломы LC–III (Y–B); Tile C1. Для сравнения стабильности тазового кольца была выполнена фиксация переднего полукольца пластиной в первом варианте и тазовыми винтами во втором варианте [4, 12, 17, 18]. Крестцо-

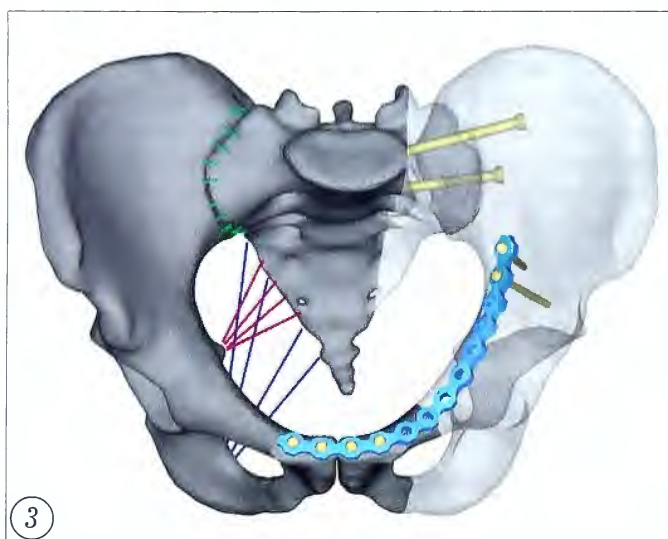
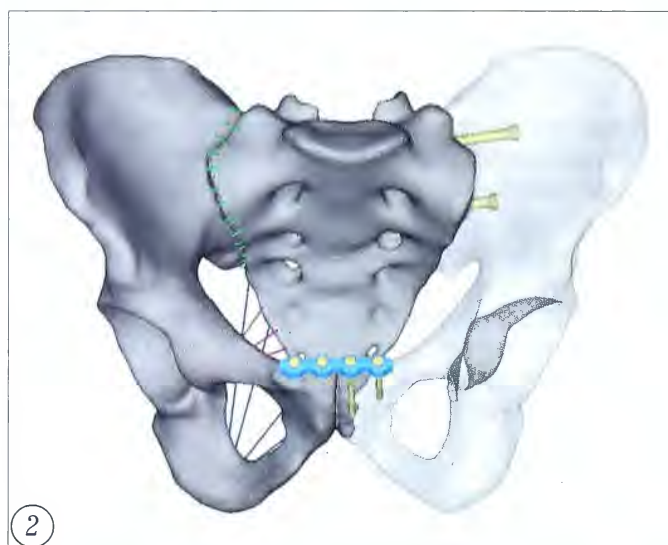


Рис. 2. Тип перелома I, вариант фиксации 3.
Рис. 3. Тип перелома III, вариант фиксации 3.

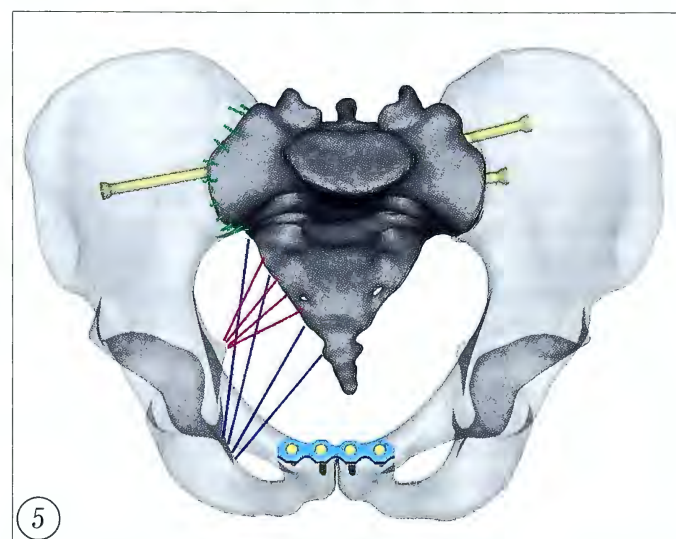
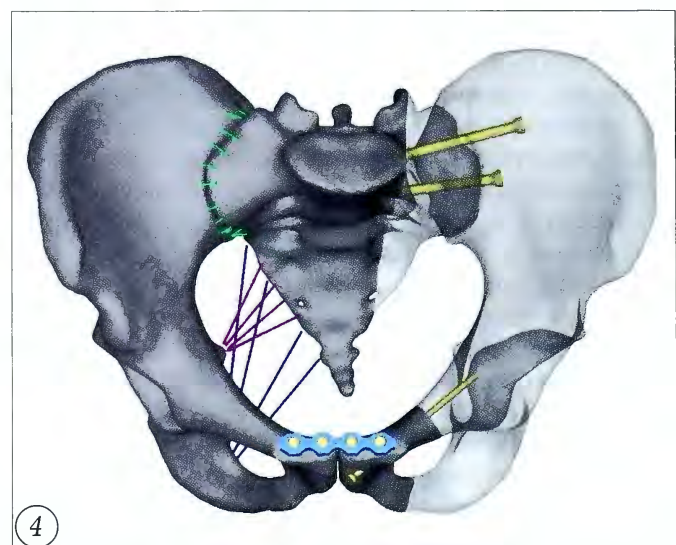


Рис. 4. Тип перелома III, вариант фиксации 4.
Рис. 5. Тип перелома IV, вариант фиксации 3.

во-подвздошное сочленение с одной стороны в обоих вариантах фиксировали двумя канюлированными винтами в S1 и S2 сегменты [19–21]. Таким образом, варианты выглядели следующим образом:

1) реконструктивная пластина на переднее полукольцо таза, два крестцово-подвздошных винта и два тазовых винта — на заднее;

2) тазовые винты на переднее полукольцо таза, два крестцово-подвздошных винта и два тазовых винта — на заднее.

III. Нестабильные переломы CM (Y-B); Tile C2; Denis II–III.

1) один крестцово-подвздошный винт, тазовая реконструктивная пластина;

2) один крестцово-подвздошный винт; пластина, фиксирующая лонное сочленение, и один тазовый винт в лонную кость;

3) два крестцово-подвздошных винта, тазовая реконструктивная пластина (рис. 3);

4) два крестцово-подвздошных винта; пластина на симфиз и тазовый винт в лонную кость (рис. 4).

IV. Вертикально нестабильные переломы VS (Y-B); Tile C3.

1) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в S1 позвонок; пластина на симфиз;

2) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в S1 позвонок и один — в S2;

3) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в S1 позвонок и один — в S2; пластина на симфиз (рис. 5).

В табл. 1 приведены физико-механические характеристики материалов, заданные в расчетных моделях.

Нагрузки рассчитывали при следующих условиях. Связки натягиваются с усилием 5 кг. На крестцовый отдел распределенно прикладывается вертикальная сила 600 Н (масса тела 60 кг). Фиксацию осуществляли в области тазобедренных суставов (рис. 6).

Правая подвздошная кость в центре тазобедренного сустава была закреплена жестко по шести степеням свободы (3 перемещения и 3 поворота), левая подвздошная кость — шарнирно: (возможно перемещение вдоль оси *x*; рис. 7).

Рис. 7. Варианты приложения нагрузки.

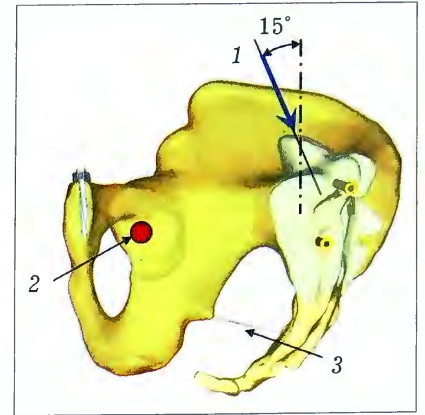
a — вес на позвоночник + опора на обе нижние конечности, *б* — вес на позвоночник + опора на одну неповрежденную конечность.

1 — вес тела, 2 — фиксация.

Рис. 8. Суммарные перемещения (в мм) при нагрузке на обе (*a*) и одну (*б*) нижнюю конечность.

Рис. 6. Схема приложения нагрузки.

1 — вес тела, 2 — фиксация, 3 — преднатяжение связок.

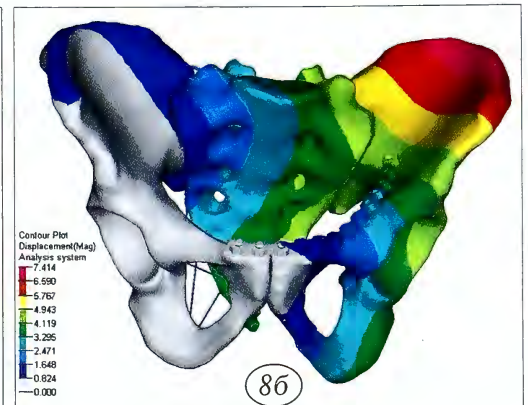
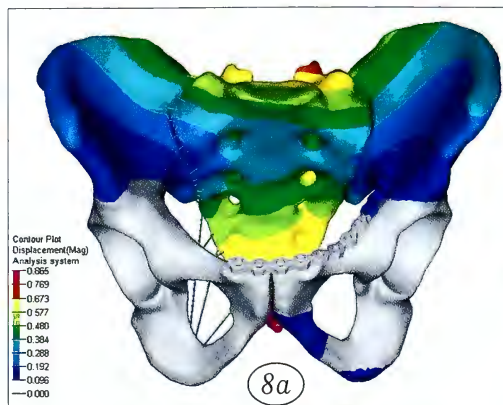
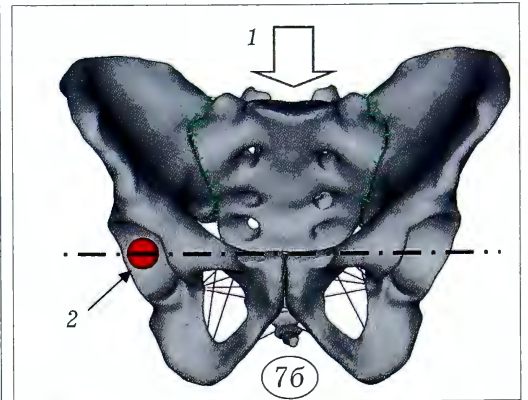
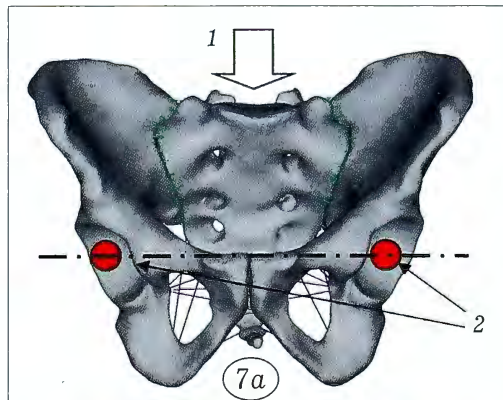


ренного сустава была закреплена жестко по шести степеням свободы (3 перемещения и 3 поворота), левая подвздошная кость — шарнирно: (возможно перемещение вдоль оси *x*; рис. 7).

Расчет результатов нагрузки, используя суммарные перемещения, произведен для всех 4 типов переломов в 12 различных вариантах фиксации тазового кольца. Сравнительный анализ результатов проводили по каждому способу фиксации в зависимости от нагрузки — на одну или обе

Табл. 1. Характеристика материалов

Моделируемый материал	Модуль упругости E_s , МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слой кости	12 000	0,3
Губчатое вещество кости	100	0,2
Имплантаты	110 000	0,3



нижние конечности. Для оценки изменения состояния таза после фиксации сравнивали перемещения подвздошной кости и крестца таза в случае отсутствия дефектов (повреждений) и при различных типах переломов. Под «перемещениями» понимали смещения костей относительно ненагруженного состояния (например, лежащего положения). Суммарные перемещения оценивали в миллиметрах.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

При сравнении методов стабилизации таза и исследовании влияния передней и задней фиксации были получены следующие результаты.

I тип перелома: подвижность половины таза при опоре на обе ноги больше, чем в неповрежденном состоянии. В случае опоры на обе ноги только передняя пластина (2; здесь и далее в скобках указан вариант фиксации при соответствующем типе перелома) не обеспечивает достаточной фиксации, сопоставимой с таковой при использовании только задних винтов (1). При нагрузке на одну ногу передняя пластина (2 и 3) играет более важную роль в фиксации, чем задние винты (1; табл. 2). Таким образом, при данном типе перелома необходимо использовать пластину на симфиз и задние крестцово-подвздошные винты, что позволит добиться максимальной стабильности тазового кольца.

Результаты исследований при *II типе перелома* с двумя видами фиксации переднего полукольца таза реконструктивной пластиной и тазовыми винтами свидетельствовали о важности стабилизации не только заднего, но и переднего полукольца. Подвижность тазовой кости при переломе и опоре на обе ноги меньше, чем при неповрежденном состоянии. В случае фиксации передними тазовыми винтами (2) перемещения по сравнению с вариантом использования передней реконструктивной пластины (1) выражены значительно меньше и приближаются к показателям, регистриру-

Табл. 2. Перемещение (в мм) левой подвздошной кости при переломе типа I и разных вариантах фиксации

Опора	Без перелома	Вариант фиксации		
		1	2	3
Обе нижние конечности	0,50	0,55	0,72	0,55
Одна нижняя конечность	7,90	9,86	6,49	6,36

Табл. 3. Перемещение (в мм) левой подвздошной кости при переломе типа II и разных вариантах фиксации

Опора	Без перелома	Вариант фиксации	
		1	2
Обе нижние конечности	0,50	0,41	0,41
Одна нижняя конечность	7,39	9,86	8,34

мым в неповрежденном состоянии (табл. 3). Таким образом, при переломах ветви лонной кости с переходом на переднюю колонну целесообразно использовать тазовые винты.

III тип перелома. Установлено, что варианты использования сочетания пластины для симфиза и 1 винта (2 и 4) обуславливают меньшее смещение в зоне перелома, чем варианты использования большой пластины (1 и 3). Анализ смещения крестца при опоре на обе и одну ногу вывил влияние второго заднего крестцово-подвздошного винта на уменьшение подвижности крестца (3 по сравнению с 1; 4 по сравнению с 2; табл. 4). Подвижность подвздошной кости при переломе и опоре на обе ноги больше, чем при неповрежденном состоянии. Оказалось, что перемещения подвздошной кости при опоре на обе ноги больше при использовании сочетания маленькой пластины и 1 винта (2 и 4), а при опоре на одну ногу — реконструктивной (большой) пластины (1 и 3; рис. 8; табл. 5). Стабилизация при помощи 4-го варианта фиксации перелома, когда заднее полукольцо таза фиксировано двумя крестцово-подвздошными винтами, а переднее — пластиной для симфиза и тазовым винтом, является наиболее предпочтительной при нестабильных переломах СМ (Y-B); Tile C2; Denis II-III.

IV тип перелома. Без задней фиксации при опоре на обе ноги крестец «проседает» больше, чем при неповрежденном состоянии. При добавлении задних крестцово-подвздошных винтов (1, 2 и 3) податливость заднего отдела уменьшается (жесткость увеличивается за счет добавления металлических винтов) и смещение крестца становится меньше, чем в неповрежденном тазу при опоре на обе ноги. В случае фиксации переднего отдела (1 и 3) замыкается кольцо таза, вследствие чего при опоре на одну ногу перемещение крестца по сравнению с таковым при фиксации только заднего отдела уменьшается (2). Подвижность подвздошной кости при переломе и опоре на обе ноги больше,

Табл. 4. Перемещение (в мм) крестца при переломе типа III и разных вариантах фиксации

Опора	Вариант фиксации			
	1	2	3	4
Обе нижние конечности	0,70	0,98	0,66	0,68
Одна нижняя конечность	3,82	3,79	3,79	3,70

Табл. 5. Перемещение (в мм) левой подвздошной кости при переломе типа III и разных вариантах фиксации

Опора	Без перелома	Вариант фиксации			
		1	2	3	4
Обе нижние конечности	0,50	0,55	0,59	0,56	0,62
Одна нижняя конечность	7,39	7,05	6,92	7,41	6,90

чем при неповрежденном состоянии. При варианте опоры на обе ноги добавление задней фиксации (1, 2 и 3) в виде винтов обеспечивает уменьшение смещения костей таза и приближает показатели к таковым, регистрируемым в неповрежденном состоянии, причем наиболее благоприятный вариант: три винта (2 и 3). На примере варианта опоры на одну ногу удалось проиллюстрировать важность передней фиксации (1 и 3): при только задней фиксации (2) подвижность костей таза резко возрастает (табл. 6).

Установленные нами факты дополняют сведения, полученные ранее другими исследователями. Так, в ходе изучения задней фиксации с помощью одного, двух крестцово-подвздошных винтов [1, 16, 19, 22], передней фиксации с помощью тазовых пластин и тазовых винтов [8, 23] установлено:

- при травме с разрывом крестцово-подвздошного и лонного сочленений без перелома костей таз лучше фиксируется двумя болтами-стяжками, соединяющими крылья подвздошных костей, однако в этом случае возрастает разрывающая сила на область симфиза;
- использование болтов-стяжек при переломах крестца малоэффективно в силу отсутствия фиксации фрагмента крестца и невозможности его репозиционирования. Вариант фиксации одним крестцово-подвздошным винтом хуже варианта фиксации двумя крестцово-подвздошными винтами, так как не возникает препятствий при ротации и фрагмент начинает проворачиваться относительно крестца;
- при исследовании передней фиксации с помощью пластины и тазовых винтов установлено, что передняя стабилизация не менее важна, чем задняя, так как достигается максимальная стабильность всего таза и равномерно распределяется нагрузка на переломы при ранней реабилитации;
- при нагрузке только на один тазобедренный сустав (например, при стоянии на одной ноге или ходьбе) происходит раскрытие и скручивание кольца таза, что негативно сказывается на процессе сращения, так как появляются дополнительные крутящие моменты в области крестца и в зоне перелома.

В ходе настоящей работы была выявлена основная закономерность: чем стабильней осуществлялась фиксация поврежденного сегмента тазового кольца, тем равномерней распределялась нагрузка по всему тазу, а значения суммарных перемещений фиксированных с помощью различных имплантатов отделов таза приближались к показателям, регистрируемым в неповрежденном тазовом кольце. Стабильность фиксации переднего и заднего отделов тазового кольца позволяет пациенту быстро восстанавливаться благодаря возможности наиболее ранней активизации с нагрузкой на обе нижние конечности. Именно при ходьбе с опорой на обе, а не на одну нижнюю конечность на зону перелома или поврежденный сегмент костей таза оказывается наименьшее воздействие. Руко-

Табл. 6. Перемещение (в мм) левой подвздошной кости при переломе типа IV и разных вариантах фиксации

Опора	Без перелома	Вариант фиксации		
		1	2	3
Обе нижние конечности	0,50	0,61	0,55	0,55
Одна нижняя конечность	7,39	5,60	7,50	5,71

водствуясь новыми и важными для тактики лечения результатами исследования с помощью конечно-элементной модели таза при различных вариантах нагрузки, мы с успехом использовали способы стабильной фиксации в клинической практике [24]. Всем пациентам после операции на 2–3-е сутки было рекомендовано ходить с помощью костылей, наступая на обе нижние конечности. Ходьба на костылях продолжалась в среднем от 6 до 12 нед. Восстановление пациентов после перенесенных тяжелых травм таза проходило гораздо быстрее. Некоторые пациенты самостоятельно отказывались от помощи костылей, нарушая рекомендацию. К счастью для пациентов и для нас на результат лечения «инициатива» больных не повлияла.

Заключение. Крестцово-подвздошные винты стали стандартной технологией для фиксирования повреждений заднего полукольца таза и переломов крестца. С их помощью можно проводить малоинвазивное лечение при повреждениях крестцово-подвздошного сустава, билатеральных переломах крестца, переломах подвздошной кости, обеих колонн и вертлужной впадины. Для получения стабильной фиксации желательное проведение двух крестцово-подвздошных винтов в S1 и S2 позвонки. Реконструктивные тазовые пластины, тазовые винты и пластины для фиксации лонного сочленения (симфиза) обеспечивают стабильность переднего тазового полукольца. Проведенные нами исследования с использованием трехмерной конечно-элементной модели позволили определить оптимальные варианты фиксации при различных типах перелома, получить подтверждение важности стабилизации как передних, так и задних отделов таза, а также обосновать возможность ранней реабилитации больных со столь тяжелыми повреждениями с опорой на обе конечности. Однако хотелось бы еще раз подчеркнуть, что последняя возможна лишь при условии адекватной полноценной стабилизации тазового кольца.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Papathanasopoulos A., Tzioupis C., Giannoudis V.P., Roberts C., Giannoudis P.V. Biomechanical aspects of pelvic ring reconstruction techniques: Evidence today. *Injury*. 2010; 41 (12): 1220–7.
2. Vigdorichik J.M., Esquivel A.O., Jin X., Yang K.H., Onwudiwe N.A., Vaidya R. Biomechanical stability of a supra-acetabular pedicle screw Internal Fixation device (INFIX) vs External Fixation and plates for vertically unstable pelvic fractures. *J. Orthop. Surg. Res.* 2012; 7: 31.

3. Grimshaw C.S., Bledsoe J.G., Moed B.R. Locked versus standard unlocked plating of the pubic symphysis: a cadaver biomechanical study. *J. Orthop. Trauma.* 2012; 26: 402–6.
4. Pizanis A., Garcia P., Santelmann M., Culemann U., Pohlemann T. Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: A biomechanical comparison. *Injury.* 2013; 44 (2): 183–8.
5. Dickson K.F., Matta J.M. Skeletal deformity after anterior external fixation of the pelvis. *J. Orthop. Trauma.* 2009; 23 (5): 327–32.
6. Zhao Y., Li J., Wang D., Liu Y., Tan J., Zhang S. Comparison of stability of two kinds of sacro-iliac screws in the fixation of bilateral sacral fractures in a finite element model. *Injury.* 2012; 43: 490–4.
7. Eichenseer P.H., Sybert D.R., Cotton J.R. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions. *Spine.* 2011; 36: E1446–52.
8. Kobbe P., Hockertz I., Sellei R.M., Reilmann H., Hockertz T. Minimally invasive stabilisation of posterior pelvic-ring instabilities with a transiliac locked compression plate. *Int. Orthop.* 2012; 36: 159–64.
9. Cimerman M., Kristan A. Preoperative planning in pelvic and acetabular surgery: The value of advanced computerized planning modules *Injury.* 2007; 38: 442–9.
10. Dujardin F.H., Roussignol X., Hossenbaccus M., Thomine J.M. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. *J. Orthop. Trauma.* 2002; 16 (2): 99–103.
11. Doro C.J., Forward D.P., Kim H., Nascone J.W., Sciadini M.F., Adam H. et al. Does 2.5 cm of symphyseal widening differentiate anteroposterior compression I from anteroposterior compression II pelvic ring injuries. *J. Orthop. Trauma.* 2010; 24: 610–5.
12. Pelvis. *J. Orthop. Trauma.* 2007; 21 (Suppl.): S59–67.
13. McCormack R., Strauss E.J., Alwattar B.J., Tejwani N.C. Diagnosis and management of pelvic fractures. *Bull. NYU Hosp. Jt Dis.* 2010; 68(4): 281–91.
14. Burgess A.R., Eastridge B.J., Young J.W., Ellison T.S., Ellison P.S. Jr., Poka A. et al. Pelvic ring disruptions: effective classification system and treatment protocols. *J. Trauma.* 1990; 30 (7): 848–56.
15. Gabbe B.J., Esser M., Bucknill A., Russ M.K., Hofstee D.-J., Cameron P.A. et al. The imaging and classification of severe pelvic ring fractures Experiences from two level 1 trauma centres. *Bone Joint J.* 2013; 95-B: 1396–1401.
16. Zhao Y., Li J., Wang D., Lian W. Parameters of lengthened sacroiliac screw fixation: a radiological anatomy study. *Eur. Spine J.* 2012; 21: 1807–14.
17. Cano-Luis P., Giráldez-Sanchez M.A., Martínez-Reina J., Serrano-Escalante F.J., Galleguillos-Rioboo C., Lázaro-González A. et al. Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption. *Injury.* 2012; 43 Suppl 2: S20–7.
18. Moed B.R., Grimshaw C.S., Segina D.N. Failure of locked design-specific plate fixation of the pubic symphysis: a report of six cases. *J. Orthop. Trauma.* 2012; 26 (7): e71–5.
19. van Zwiene C.M., van den Bosch E.W., Snijders C.J., Kleinrensink G.J., van Vugt A.B. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J. Orthop. Trauma.* 2004; 18 (9): 589–95.
20. Gardner M.J., Routt M.L. Jr. The antishock iliosacral screw. *J. Orthop. Trauma.* 2010; 24: e86–9.
21. Emohare O., Slinkard N., Lafferty P., Vang S., Morgan R. The effect of early operative stabilization on late displacement of zone I and II sacral fractures. *Injury.* 2013; 44 (2): 199–202.
22. Calafi L.A., Routt M.L. Jr. Posterior iliac crescent fracture-dislocation: What morphological variations are amenable to iliosacral screw fixation? *Injury.* 2013; 44 (2): 194–8.
23. Yinger K., Scalise J., Olson S.A., Bay B.K., Finkemeier C.G. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J. Orthop. Trauma.* 2003; 17 (7): 481–7.
24. Донченко С.В., Дубров В.Э., Слияков Л.Ю., Черняев А.В., Лебедев А.Ф., Алексеев Д.В. Алгоритм хирургического лечения нестабильных повреждений тазового кольца. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2013; 4: 9–16 [Donchenko S.V., Dubrov V.E., Slinyakov L.Yu., Chernyaev, Lebedev A.F. Algorithm of surgical treatment for unstable pelvic ring injuries. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2013; 4: 9–16].

Сведения об авторах: Донченко С.В. — канд. мед. наук, зав. отделением травматологии №27 ГКБ им. С.П. Боткина; Дубров В.Э. — доктор мед. наук, зав. кафедрой общей и специализированной хирургии ФФМ МГУ; Голубятников А.В. — генеральный директор компании ООО «ХЕКСА»; Черняев А.В. — канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед отделения травматологии №27 ГКБ им. С.П. Боткина; Кузькин И.А. — инженер-конструктор ООО «ХЕКСА»; Алексеев Д.В., Лебедев А.Ф. — врачи травматологи-ортопеды отделения травматологии №27 ГКБ им. С.П. Боткина.
Для контактов: Донченко Сергей Викторович. 125284, Москва, 2-й Боткинский проезд, д. 5. Тел.: +7 (916) 196-79-42. E-mail: don_03@mail.ru. Кузькин Иван Анатольевич. 105082, Москва, Чешихинский пр-д, д.18/20, стр. 1, ООО «Хекса» http://www.hexa.ru. Тел.: +7 (495) 632-24-63. E-mail: info@hexa.ru



Если Вы хотите разместить Вашу рекламу
 в «Вестнике травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»,
 обращайтесь в редакцию журнала

127299, Москва, ул. Приорова, 10, ЦИТО.
 Тел.: 8(495)450-24-24, 8(968)897-37-91